

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-337845

(43)Date of publication of application : 10.12.1999

(51)Int.Cl.

G02B 23/26
A61B 1/04
A61B 1/04
A61B 1/303
A61B 1/307
A61B 1/31
G02B 23/24

(21)Application number : 10-142808

(22)Date of filing : 25.05.1998

(71)Applicant : MITSUBISHI ELECTRIC CORP

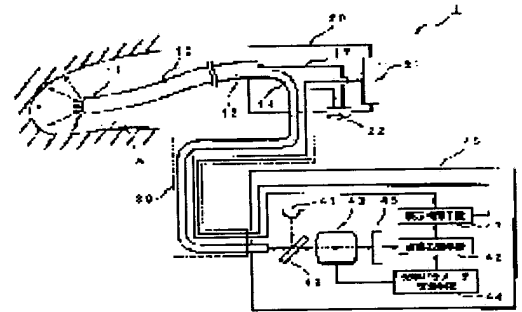
(72)Inventor : NAKAJIMA YOSHIKAZU
MUROI KATSUNOBU
MAEDA MITSUO

(54) ENDOSCOPE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an endoscope device capable of observing the inner shape of an observation object in a wide range.

SOLUTION: An insertion tube 10 which has a front end 11 inserted to an observation object A, an image pickup element 46 which picks up a two-dimensional image with observing light led out from a base end 12 of the insertion tube 10, optical parts 43 which are provided between the insertion tube 1 and the image pickup element 46 and adjust the convergence condition of observing light, an optical parameter control means 44 which changes optical parameters of optical parts 43, and a picture processing means 45 which takes plural picked-up two-dimensional images from the image pickup element 45 as the input while changing optical parameters by the optical parameter control means 44 and generates a three-dimensional shape model of the observation object A based on these two-dimensional images are provided.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

24.12.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-337845

(43) 公開日 平成11年(1999)12月10日

(51) Int.Cl.⁸

識別記号

F I

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

C

A 6 1 B 1/04

3 6 2

A 6 1 B 1/04

3 6 2 A

3 7 0

3 7 0

1/303

G 0 2 B 23/24

B

1/307

A 6 1 B 1/30

審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願平10-142808

(22) 出願日

平成10年(1998)5月25日

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 中島 義和

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(72) 発明者 室井 克信

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(72) 発明者 前田 満雄

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

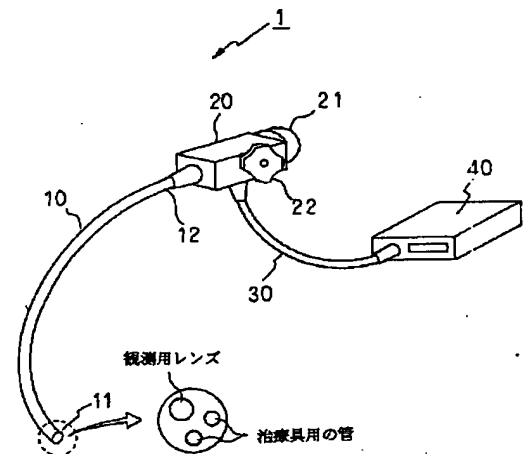
(74) 代理人 弁理士 宮田 金雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の内視鏡装置は被観測対象の内壁の裏側が死角となり、観察視野範囲が狭くなってしまった。

【解決手段】 被観測対象Aに先端11を挿入させる挿入管10と、挿入管10の基端12から導出された観測光による二次元画像を撮像する撮像素子46と、挿入管10と撮像素子46との間に設けられ、観測光の集光条件を調整する光学部品43と、光学部品43の光学パラメータを変更する光学パラメータ制御手段44と、光学パラメータ制御手段44で光学パラメータを変更しながら撮像された複数の二次元画像を撮像素子46から入力して、これらの二次元画像に基づいて被観測対象Aの三次元形状モデルを作成する画像処理手段46とを備えている。



1:三次元内視鏡
10:ファイバースコープ
11:先端
12:基端
20:本体部

22:制御ノブ
21:ディスプレイ
30:接続ケーブル
40:演算制御部

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被観測対象に先端を挿入させて、前記被観測対象からの観測光を先端から基端に導く挿入管と、前記挿入管の基端から導出された観測光による二次元画像を撮像する撮像素子と、前記挿入管と前記撮像素子との間の観測光の光路上に設けられ、この観測光の集光条件を調整する光学部品と、前記光学部品の光学パラメータを変更する光学パラメータ制御手段と、前記光学パラメータ制御手段で光学パラメータを変更しながら撮像された複数の二次元画像を前記撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて前記被観測対象の三次元形状モデルを作成する画像処理手段とを備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 前記光学部品がフォーカスレンズであると共に、前記光学パラメータ制御手段で変更する光学パラメータが焦点距離であり、前記画像処理手段は、前記光学パラメータ制御手段で焦点距離を変更しながら撮像された複数の二次元画像を前記撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて前記被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】 前記画像処理手段は、前記複数の二次元画像の焦点の合った部位の情報に基づいて前記被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】 前記光学部品が絞りであると共に、前記光学パラメータ制御手段で変更する光学パラメータが焦点深度であり、

前記画像処理手段は、前記光学パラメータ制御手段で焦点深度を変更しながら撮像された複数の二次元画像を前記撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて前記被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】 前記画像処理手段は、前記複数の二次元画像間におけるボケ程度の変化量の情報に基づいて前記被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡装置。

【請求項 6】 前記光学部品がフォーカスレンズおよび絞りであると共に、前記光学パラメータ制御手段で変更する光学パラメータが前記フォーカスレンズの焦点距離および前記絞りの焦点深度であり、

前記画像処理手段は、前記光学パラメータ制御手段で焦点距離および焦点深度を変更しながら撮像された複数の二次元画像を前記撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて前記被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】 前記画像処理手段は、前記複数の二次元画像の焦点の合った部位の情報と、前記複数の二次元画像間におけるボケ程度の変化量の情報とに基づいて前記

被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡装置。

【請求項 8】 被観測対象に先端を挿入させて、前記被観測対象からの観測光を先端から基端に導く挿入管と、前記挿入管の基端から導出された観測光による二次元画像を撮像する撮像素子と、前記撮像素子で撮像された二次元画像を略球形状のフレームモデルに貼付して三次元形状モデルを作成する画像処理手段とを備えることを特徴とする内視鏡装置。

10 【請求項 9】 前記挿入管の先端には、前記被観測対象からの観測光を広範囲に導入する広視野レンズが設けられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】 前記広視野レンズは、球面状のレンズであることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡装置。

【請求項 11】 前記広視野レンズは、多層構造のレンズであることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡装置。

20 【請求項 12】 前記撮像素子の受光面は、中心部分に比べて周辺部分の画素密度が高いことを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】 前記撮像素子の受光面は、球面状に湾曲していることを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】 前記挿入管の基端と前記撮像素子との間の光路上には、観測光を拡散させる拡散レンズが設けられ、前記撮像素子の受光面は、前記拡散レンズで拡散された観測光を略垂直に入射させるように、球面状に湾曲していることを特徴とする請求項 1 から請求項 11 の

30 いずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 15】 前記画像処理手段は、前記撮像素子の各画素における輝度に基づいた色彩データを抽出し、これらの色彩データを用いて前記三次元形状モデルに着色する色彩画像作成部を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 14 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、腹腔鏡などの内視鏡装置に関し、特に、被観測対象の内部形状を三次元的に観察することのできる内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】内視鏡装置は、体腔や中空器官といった被観測対象の狭い部位で使用されることが多いため、被観測対象の内壁に阻まれて、位置姿勢の自由度が制限されることが多かった。従って、図 18 に示すように、従来の内視鏡装置 100 は被観測対象の内壁の裏側が死角となり、観察視野範囲が狭くなってしまった。従って、観測可能範囲を広げるための技術が必要になる。これに係る従来技術および関連技術を以下に示す。

50 【0003】（従来技術 1）図 19 は、従来技術 1 に係

る内視鏡装置 1 1 0 を示す図である。図 1 9 に示すように、内視鏡装置 1 1 0 は、先端部 1 1 1 付近が屈折可能に構成されており、その屈折の角度および方向は、内視鏡本体部 1 1 2 に装備された操作ノブによって操作される。この機能は、図 2 0 に示すように、内視鏡挿入時において、その先端部を操作することによって、目的の方向に内視鏡を挿入させるものである。また、主目的ではないが、被計測対象内部と内視鏡との間に空間が存在する場合には、図 2 1 に示すように、この機能を用いて視方向を変更させることができる。

【0 0 0 4】（従来技術 2）特開平 2 - 2 9 7 5 1 5 号公報には、従来技術 2 に係る内視鏡装置が記載されている。この内視鏡装置は、グリッド投影と三角測量の原理に基づいて三次元形状を復元する装置であり、胃などの病変部を立体的に把握することを目的としている。この内視鏡装置によれば、グリッドを投影して得られた縞模様をコンピュータに画像として取り込まれ、三角測量の原理に基づいたコンピュータ解析を行うことによって、被観測対象を立体図形として表示することができる。そして、この立体図形に基づいて、画像内物体の高さ、つまり病変部の凹部の深さや凸部の高さなどの形状を自動的に計測することができる。

【0 0 0 5】（従来技術 3）特表平 4 - 5 0 0 3 2 1 号公報には、従来技術 3 に係る内視鏡装置が記載されている。この内視鏡装置は、ラスタスキャンと三角測量の原理に基づいて三次元形状を復元する装置である。この内視鏡装置によれば、光源を有する光学スキャナで描いたラスタがケーブルを通して投影され、これがお互いに隔置された一対の光検出器により検出される。光検出器からの信号は電子処理装置に伝送され、各光検出器で検出された放射線の位置が電子処理装置で判定される。そして、この判定で得られた位置データを三次元的に配置することにより、被観測対象の三次元形状が復元される。

【0 0 0 6】（従来技術 4）特開平 5 - 1 0 3 7 4 7 号公報には、従来技術 4 に係る内視鏡装置が記載されている。この内視鏡装置は、レーザ照射と三角測量の原理に基づいて三次元距離を測定する装置である。この内視鏡装置によれば、患部に紫外線レーザを照射して、それを複数の受光素子で計測する。照射してから受光までの時間遅れから患部までの距離を計算し、各受光素子で計測されるレーザ光の強度から患部面の傾きを計算する。そして、この計算で得られた傾きデータに基づいて患部面を三次元的に配置することにより、被観測対象の三次元形状が復元される。

【0 0 0 7】（従来技術 5）臨床消化器内科 6 月増刊号 1997 Vol. 12 No. 7 電子スコープー新しい展開 189 頁には、コンピュータビジョン（以下、CV と称す）の手法による内視鏡画像からの立体形状の復元に係る 2 種類の手法が記載されている。

【0 0 0 8】第 1 の手法は、因子分解法と呼ばれる手法

を用いた立体形状の復元方法である。これは、まず被観測対象内部での内視鏡の運動によって連続画像系列を得て、次に内視鏡カメラによって得られた連続画像内での複数の特徴点の動きを追いかけることで、カメラの運動とこれらの対応点の空間位置を求める。そして、求められた空間位置データを三次元的に配置することにより、被観測対象の三次元形状が復元される。

【0 0 0 9】また、第 2 の手法は、画像の陰影に基づいて立体形状を求める手法である。これは、因子分解法に比べて、計算時間を要するが、細かい立体形状を復元することが可能である。まず、発光用のレンズ位置に一点の光源があると仮定する。さらに、被観測対象面上のある点の反射による明るさは、視線の方向と面の法線方向とのなす角の余弦 $\cos \theta$ に比例し、光源からこの点までの距離の 2 乗に反比例する仮定を追加する。即ち、これは物体表面の反射係数が一様で、且つ被観測対象面上の点の明るさはテクスチャなどの影響を受けないことを仮定している。

【0 0 1 0】次に、上記した 2 つの仮定に基づいて、画像の濃淡から被観測対象面の各点での面の視線に対する傾きとその点までの距離を求める。そして、この計算で得られた傾き及び距離のデータに基づいて、被観測対象面を三次元的に配置することにより、被観測対象の三次元形状が復元される。その他、従来技術としては、特開昭 6 3 - 6 8 1 2 7 号公報、特開平 2 - 1 1 6 3 4 7 号公報、特開平 3 - 1 0 2 2 0 2 号公報などがある。

【0 0 1 1】

【発明が解決しようとする課題】従来技術 1 に係る内視鏡装置 1 1 0 は、内視鏡そのものの移動で視点を動かしている。しかしながら、被観測対象内壁の形状によって、内視鏡装置 1 1 0 の可動方向および範囲が拘束されるので、視点を自由に動かすことは困難であった。また、内視鏡装置 1 1 0 の先端部 1 1 1 の可動には、所定範囲の空間を必要とするため、図 2 1 に示すように、先端部 1 1 1 の可動範囲も被観測対象内壁によって拘束される。その結果、従来技術 1 に係る内視鏡装置 1 1 0 では、所望する位置姿勢の内部画像を観測することが困難であった。そして、その状況において画像の内挿や外挿を行うことは、画像中に推測すなわち歪みの可能性が入り込むことになり問題であった。

【0 0 1 2】図 2 2 (a) ~ (d) を用いてこの問題を説明する。図 2 2 (a) は、白地に黒い帯状のテクスチャを持った平面群から構成される三次元形状色彩モデルである。このモデルはその形状の特徴として、ひとつの段を有する。図 2 2 (b) は、図 2 2 (a) のモデルを上方から観測した場合の観測画像である。三次元形状を情報として持たない従来の画像処理によって、一方向の画像から視点と視方向を移動させて観察した画像を構成しようとした場合、その構成された画像は誤りを含む可能性が高い。

【0013】例えば、図22(b)から斜め方向より観察した画像を構成しようとした場合、図22(c)のように、上段のテクスチャと下段のテクスチャとがずれた画像にしなければならない。ところが、従来の画像処理では、三次元形状を情報として持っていないため、上段のテクスチャと下段のテクスチャとをずらすことができず、図22(d)のように、段の上下でテクスチャが一致した画像になってしまう。

【0014】また、従来技術1に係る内視鏡装置110は、挿入部位に物理的可動部が存在するため、安全性が低くなるといった問題や、視野移動に時間がかかるといった問題があった。

【0015】次に、従来技術2～4に係る内視鏡装置は、三角測量の原理に基づいて被観測対象を観測しているが、三角測量は観測点間の視差を利用するものであるため、複数の光学経路を必要とし、内視鏡径が大きくなるといった問題があった。また、従来技術2～4に係る内視鏡装置は、一点あるいは狭い視野における距離あるいは形状計測を行うため、局所的な観察や解析しかできず問題であった。

【0016】次に、従来技術5に係る内視鏡装置は、安定性や分解能の面で問題があった。問題点の具体例を以下に示す。

(1) 因子分解法を用いた形状復元では、複数の特徴点の位置を各々のフレーム画像において得る必要がある。従って、そのままでは、リアルタイム形状復元の実現は難しい。また、それぞれのフレーム画像における特徴点の位置対応付けは必ずしも安定ではなく、信頼性の観点より問題が残る。さらに、画像群を撮影している間は、対象形状が変化していないことを仮定しているため、医学、特に臓器内の観察への応用は難しいと思われる。

【0017】(2) 画像の陰影に基づいて立体画像を得る手法は、テクスチャレスや一様反射の仮定に基づいている。そのため、対象内壁の色彩情報により結果に誤推定を含む可能性があり、それを抑制するために、形状の滑らかさ拘束などの拘束を用いる。これは、分解能を低下させ、且つ不連続領域では誤推定を引き起こしやすい。

【0018】本発明は、このような問題を解決して、被観測対象の内部形状を広範囲に観測することのできる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】請求項1の内視鏡装置は、被観測対象に先端を挿入させて、被観測対象からの観測光を先端から基端に導く挿入管と、挿入管の基端から導出された観測光による二次元画像を撮像する撮像素子と、挿入管と撮像素子との間の観測光の光路上に設けられ、この観測光の集光条件を調整する光学部品と、光学部品の光学パラメータを変更する光学パラメータ制御

手段と、光学パラメータ制御手段で光学パラメータを変更しながら撮像された複数の二次元画像を撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成する画像処理手段とを備えることを特徴とする。

【0020】請求項2において、光学部品がフォーカスレンズであると共に、光学パラメータ制御手段で変更する光学パラメータが焦点距離であり、画像処理手段は、光学パラメータ制御手段で焦点距離を変更しながら撮像された複数の二次元画像を撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする。

【0021】請求項3において、画像処理手段は、複数の二次元画像の焦点の合った部位の情報に基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする。

【0022】請求項4において、光学部品が絞りであると共に、光学パラメータ制御手段で変更する光学パラメータが焦点深度であり、画像処理手段は、光学パラメータ制御手段で焦点深度を変更しながら撮像された複数の二次元画像を撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする。

【0023】請求項5において、画像処理手段は、複数の二次元画像間におけるボケ程度の変化量の情報に基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする。

【0024】請求項6において、光学部品がフォーカスレンズおよび絞りであると共に、光学パラメータ制御手段で変更する光学パラメータがフォーカスレンズの焦点距離および絞りの焦点深度であり、画像処理手段は、光学パラメータ制御手段で焦点距離および焦点深度を変更しながら撮像された複数の二次元画像を撮像素子から入力して、これらの二次元画像に基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする。

【0025】請求項7において、画像処理手段は、複数の二次元画像の焦点の合った部位の情報と、複数の二次元画像間におけるボケ程度の変化量の情報とに基づいて被観測対象の三次元形状モデルを作成することを特徴とする。

【0026】請求項8の内視鏡装置は、被観測対象に先端を挿入させて、被観測対象からの観測光を先端から基端に導く挿入管と、挿入管の基端から導出された観測光による二次元画像を撮像する撮像素子と、撮像素子で撮像された二次元画像を略球形状のフレームモデルに貼付して三次元形状モデルを作成する画像処理手段とを備えることを特徴とする。

【0027】請求項9において、挿入管の先端には、被観測対象からの観測光を広範囲に導入する広視野レンズが設けられていることを特徴とする。

【0028】請求項10において、広視野レンズは、ほぼ球面形状のレンズであることを特徴とする。

【0029】請求項11において、広視野レンズは、多層構造のレンズであることを特徴とする。

【0030】請求項12において、撮像素子の受光面は、中心部分に比べて周辺部分の画素密度が高いことを特徴とする。

【0031】請求項13において、撮像素子の受光面は、球面状に湾曲していることを特徴とする。

【0032】請求項14において、挿入管の基端と撮像素子との間の光路上には、観測光を拡散させる拡散レンズが設けられ、撮像素子の受光面は、拡散レンズで拡散された観測光を略垂直に入射させるように、球面状に湾曲していることを特徴とする。

【0033】請求項15において、画像処理手段は、撮像素子の各画素における輝度に基づいた色彩データを抽出し、これらの色彩データを用いて三次元形状モデルに着色する色彩画像作成部を備えることを特徴とする。

【0034】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る内視鏡装置の好適な実施形態について添付図面を参照して説明する。実施の形態1. 図1は、実施の形態1に係る内視鏡装置1の外観を示す斜視図である。また、図2は、実施の形態1に係る内視鏡装置1の構造を示すブロック図である。図1、図2に示すように、内視鏡装置1は、被観測孔(被観測対象)Aに先端11を挿入させて、被観測孔Aの内壁で反射した観測光を先端11から基端12に導くファイバースコープなどの挿入管10と、挿入管10の基端12が固定され、ユーザへのシステム操作のインタフェースを提供する本体部20と、挿入管10から導出された観測光を処理して、複数枚の二次元画像から三次元形状モデルを作成する演算制御部40と、本体部20と演算制御部40とを光学的及び電氣的に接続する接続ケーブル30とを備えている。

【0035】本体部20は、挿入管10から導出された導光ファイバ14および操作ワイヤ17と、被観測孔Aの画像を表示するディスプレイ21と、ディスプレイ21の表示方法の切替えを行う制御ノブ22とを備えている。また、演算制御部40は、白色光や紫外線レーザー光など照射光を射出する光源41と、光源41からの照射光を挿入管10の基端12に向けて反射させると共に、挿入管10の基端12から導出された観測光を透過させるハーフミラー42と、ハーフミラー42を透過した観測光の結像条件(集光条件)を調整するフォーカスレンズ(光学部品)43とを備えている。ここで、フォーカスレンズ43とは、焦点距離を調整できる機能を有するレンズをいう。

【0036】さらに、演算制御部40は、フォーカスレンズ43の焦点距離(光学パラメータ)を変化させる光学パラメータ制御手段44と、フォーカスレンズ43で

集光された観測光を受光して、この観測光による二次元画像を撮像するCCD素子(撮像素子)45とを備えている。また、演算制御部40は、光学パラメータ制御手段44で焦点距離を変化させながら撮像された複数の二次元画像を入力して、これらの二次元画像の焦点の合った部位を組み合わせ、被観測孔Aの三次元形状モデルを求める画像処理手段46と、画像処理手段46で求めた三次元形状モデルに基づいて、所定の視点からの被観測孔Aの画像を作成してディスプレイ21に表示させる表示制御手段47とを備えている。

【0037】さらに、図3に示すように、光学パラメータ制御手段44は、フォーカスレンズ43を駆動させる駆動部44aと、駆動部44aを制御する制御部44bとを備えている。なお、制御ノブ22は、ディスプレイ21の表示方法の切替え以外に、挿入管10の先端11に対するアングル操作を行ってもよい。また、ディスプレイ21には、接眼レンズや液晶ディスプレイなどが用いられることが好ましい。

【0038】図4に示すように、挿入管10の先端11には、魚眼レンズあるいはそれに類似した球面形状を有する集光レンズ(広視野レンズ)13と、集光レンズ13で集光した光線を導光ファイバ14に導く導光レンズ15とが組み込まれている。このように、挿入管10の先端11に集光レンズ13を組み込むことにより、広い視野範囲の観測光を導光ファイバ14に導入させることができる。

【0039】図5(a)に示すように、CCD素子45の受光面の画素密度は、中央部分に比べて周辺部分が高い。集光レンズ13で集光された観測光は、光軸と直交する面における中央部分に比べて周辺部分の方が、画像情報の密度が高い。従って、周辺部分の画素密度を高くすることにより、観測光の周辺部分を高画素で撮像することができ、CCD素子45の解像度が向上する。

【0040】また、図5(b)に示すように、CCD素子45の受光面を球面形状にしてもよい。この場合、CCD素子45の画素密度が各部分で均一であることが好ましい。このように、CCD素子45の受光面が球面形状であれば、CCD素子45の周辺部分に対して観測光が斜めに入射するので、観測光の周辺部分では、観測光の単位面積当たりのCCD素子45の数を増加できる。その結果、観測光の周辺部分を高画素で撮像することができ、CCD素子45の解像度が向上する。

【0041】さらに、図6(a)に示すように、フォーカスレンズ43とCCD素子45との間に導光レンズ(拡散レンズ)43aを配置すると共に、CCD素子45の受光面を球面形状にしてもよい。この場合、フォーカスレンズ43を通過した観測光は導光レンズ43aで拡散され、CCD素子45の受光面に略垂直に入射する。このように、観測光がCCD素子45の受光面に斜めに入射されることがないので、CCD素子45の画素

密度が一定になる。その結果、観測光の周辺部分の解像度を、中央部分の解像度とほぼ同一に保持させることができる。

【0042】なお、図5(b)及び図6(a)に示したCCD素子45に代えて、図6(b)(c)に示すような平面の素子を複数貼り合わせたCCD素子45a、45bを用いてもよい。これらのCCD素子45a、45bは、球面状のCCD素子45に比べて加工性がよく、コストを削減させることができる。

【0043】図7に示すように、画像処理手段46は、三次元形状モデルに色彩情報を持たせる色彩画像作成部46aを備えている。色彩画像作成部46aは、CCD素子45から入力された複数の二次元画像から焦点の合った画素の輝度を計算して求める。その結果、着色された画像を演算制御部40から出力させることができ、視覚性に優れた被観測孔Aの画像をディスプレイ21に表示させることができる。また、より正確な色彩情報を求めるには、複数の多重光学パラメータ画像を入力データとし、これらのデータから計算した壁面上の各点における鏡面反射係数、拡散反射係数、光吸収率などを色彩情報として持たせてもよい。

【0044】次に、実施の形態1に係る内視鏡装置1の動作について、図1～図3を用いて説明する。光源41から出射した照射光は、ハーフミラー42で反射して、導光ファイバ14内に導入される。導光ファイバ14内を進行した照射光は集光レンズ13で拡げられ、挿入管10の先端11から広範囲に照射される。この広範囲の照射光によって被観測孔Aが照らし出され、被観測孔Aで反射した観測光が集光レンズ13に入射される。集光レンズ13では観測光を集光させて、導光レンズ15を介して導光ファイバ14に導入させる。

【0045】導光ファイバ14を進行した観測光は、演算制御部40内に導出され、ハーフミラー42を透過する。そして、ハーフミラー42を透過した観測光はフォーカスレンズ43で集光されて、CCD素子45に入射される。ここで、フォーカスレンズ43は、光学パラメータ制御手段44の制御の下、観測光の結像条件を調整している。また、光学パラメータ制御手段44では、フォーカスレンズ43の焦点距離を少しずつ変化させている。その結果、結像位置が少しずつずれた観測光がCCD素子45に順次入射され、CCD素子45では、結像条件の異なる複数の二次元画像が撮像される。

【0046】CCD素子45で撮像された複数の二次元画像は、画像処理手段46に入力される。画像処理手段46では、これらの二次元画像に焦点の合った部位を組み合わせて、被観測孔Aの三次元形状モデルを求める。具体的には、図8(a)に示すように、それぞれの二次元画像60に対して焦点の合った点群61を求め、この点群61の光学距離を求める。次に、点群61の光学距離と既知の光学経路とに従って、点群61の三次元の位

置を計算し、図8(b)に示すように、点群61を三次元空間上に配置する。そして、この点群61に面62を貼付することにより、図9に示す被観測孔Aの三次元形状モデルが求められる。

【0047】画像処理手段46で求めた三次元形状モデルは、表示制御手段47に与えられ、表示制御手段47ではこれらの三次元形状モデルから被観測孔Aの画像を作成してディスプレイ21に表示させる。ディスプレイ21に表示される画像は、被観測孔Aの画像に付加情報が統合された画像でもよい。例えば、形状や色彩の統計情報を統合した画像や、ユーザが計算機あるいは制御ノブ22から入力したマーキングなどの情報を統合した画像などでよい。

【0048】以上の動作により、被観測孔A内壁の画像がディスプレイ21に表示される。そして、表示制御手段47に対して視点方向を指示することによって、表示制御手段47はディスプレイ21に表示させる画像の視点方向を自由に動かすことができる。その結果、被観測孔Aの内部が狭く、挿入管10の先端11を自由に動かすことが困難な場合であっても、各視点方向からの画像をディスプレイ21に表示させることができる。

【0049】また、挿入管10に物理的可動部分が存在しないので、安全性が高く、視野移動に時間がかかることもない。さらに、挿入管10の先端11に集光レンズ13が組み込まれているので、広視野で被観測孔Aを観測することができ、観測性能が向上する。さらにまた、CCD素子45の受光面の画素密度を、中央部分に比べて周辺部分を高くしているので、周辺部分の画像の分解能が向上する。その結果、ディスプレイ21に表示される画像の視覚性が向上する。

【0050】次に、集光レンズ13の他の例について説明する。図10は、挿入管10の先端11を示す図であり、挿入管10の先端11には、物質間の光伝達速度差による屈折現象を利用して視野範囲を広げる多層構造の集光レンズ(広視野レンズ)16が組み込まれている。集光手段16は、従来のレンズと同様に、図11(a)に示す屈折の原理に基づいている。この集光手段16の特徴は、多層構造レンズの境界面で屈折を2回以上行うことで、広視野の集光を実現している点である。その際、図11(b)に示すように、物質間境界面が平行になるように重ねたのでは、屈折角度の比は最下層の光伝達速度係数 n_{i1} と最上層の光伝達速度係数 n_{j1} の比に比例して、屈折角度の観点からは多層構造にした意味がない。

【0051】そこで、図11(c)に示すように、光伝達速度係数の小さな物質から光伝達速度係数の大きな物質への境界面が光学経路とほぼ直角になるように構成することで、光線が光伝達速度係数の小さな物質から光伝達速度係数の大きな物質へ入射する際の屈折を抑え、屈折角度を増加させることができる。その結果、広視野で

被観測孔Aを観測することができ、観測性能が向上する。

【0052】実施の形態2。次に、実施の形態2に係る内視鏡装置を説明する。図12は、実施の形態に係る内視鏡装置2の構造を示すブロック図である。この実施の形態2が図2に示す実施の形態1と異なるのは、フォーカスレンズ43の代わりに、絞り（光学部品）48と集光レンズ49を備えている点である。その他の構成については実施の形態1と同一又は同等である。なお、実施の形態1と同一又は同等な構成部分については同一符号を付し、その説明は省略する。

【0053】図12に示すように、導光ファイバ14から演算制御部40内に導出された観測光はハーフミラー42を透過して、絞り48で光量を制限される。そして、絞り48を通過した観測光は、集光レンズ49で集光されて、CCD素子45に入射される。ここで、絞り48は、光学パラメータ制御手段44の制御の下、光軸方向にリニアに駆動して、焦点深度を少しずつ変化させる。その結果、ボケ程度の少しずつ異なる複数の二次元画像がCCD素子45で撮像される。

【0054】CCD素子45で撮像された複数の二次元画像は、画像処理手段46に入力される。画像処理手段46では、これらの二次元画像間におけるボケ程度の変化量から、被観測孔Aの各部位の三次元座標データを求める。画像処理手段46で求められた三次元座標データは、表示制御手段47に与えられ、表示制御手段47ではこれらの三次元座標データから被観測孔Aの画像を作成してディスプレイ21に表示させる。ディスプレイ21に表示される画像は、被観測孔Aの画像に付加情報が統合された画像でもよい。例えば、形状や色彩の統計情

*報を統合した画像や、ユーザが計算機あるいは制御ノブ22から入力したマーキングなどの情報を統合した画像などでよい。

【0055】次に、画像処理手段46の演算法について説明する。図13に示すように、被観測孔Aの対象点Pを出射した光は、絞り48を通過して集光レンズ49によって結像点Qに集光される。対象点Pを出射した光は焦点合致画像面70で一点に集中するので、焦点合致画像面70には鮮明な光の点が形成される。これに対して、対象点Pを出射した光は焦点ボケ画像面71、72では集束しないので、焦点ボケ画像面71、72にはボケた光の円が形成される。

【0056】このボケの程度は数学的に解析可能であるため、焦点ボケ画像面71、72の焦点合致画像面70からの距離を変化させることでこのボケを変化させて2枚以上の焦点ボケ画像を獲得し、それらより焦点位置を計算できる。しかし、図13の部品配置においては、焦点ボケ画像面71、72の焦点合致画像面70からの距離の変化に伴い、ボケの変化と同時に対象点Pの投影中心の位置移動も生じるため解析が困難になる。

【0057】この焦点ボケ画像面71、72の焦点合致画像面70からの距離による対象点Pの投影中心の位置ずれをなくした部品配置を図14に示す。これは、テレセントリックレンズと呼ばれ、絞り48と集光レンズ49との距離が焦点距離と等しくなるように配置されている。このテレセントリックレンズにおいて、ボケ関数（Defocus function、以下DFと略す）は以下のように記述できる。

【0058】

【数1】

$$h(x, y; \alpha, a, f) = \frac{f^2}{2\pi a^2 \alpha^2} \Pi\left(-\frac{d}{2a\alpha} \sqrt{x^2 + y^2}\right) \quad (1)$$

【0059】ここで、x、yは画像上の座標点、 α は焦点ボケ画像面71の焦点合致画像面70からの距離、aは絞り48の開口半径、fは焦点距離、 Π は円形ステップ関数、dは集光レンズ49から対象点Pまでの距離で※

※ある。また、(1)式のフーリエ変換は次式で表せる。

【0060】

【数2】

$$H(u, v; \alpha, a, f) = \frac{f^2}{2\pi a^2 \alpha^2 \sqrt{u^2 + v^2}} J_1\left(\frac{2\pi a \alpha}{f} \sqrt{u^2 + v^2}\right) \quad (2)$$

【0061】ここで、u、vは二次元表面テクスチャの空間周波数、 J_1 は一次ベッセル関数である。ボケ程度の変化量を焦点距離と開口値の変化量と対応させて上記の関係式を計算すれば、各画素における物体までの光学経路に沿った距離が求められる。次に、計算した距離と既知である光学経路より、各画素に対応する対象点の位置を計算する。これらを全ての画素に対して計算することによって、対象内壁の三次元形状を復元することができる。

【0062】なお、対象点の位置を計算する手法につい

ては、文献「[1] A. P. Pentland: ■A New Sense for Depth of Field■, IEEE Trans. Pattern Anal. and Machine Intell., Vol. 9, No. 4, pp. 523 - 531, July 1987. [2] S. K. Nayar, Y. Nakagawa: ■Shape from Focus■, IEEE Trans. Pattern Anal. and Machine Intell., Vol. 16, No. 8, pp. 824 - 831, August 1994.」に詳細に記載されている。

【0063】以上の動作により、被観測孔A内壁の画像がディスプレイ21に表示される。そして、表示制御手段47に対して視方向を指示することによって、表示制

御手段 47 はディスプレイ 21 に表示させる画像の視方向を自由に動かすことができる。その結果、被観測孔 A の内部が狭く、挿入管 10 の先端 11 を自由に動かすことが困難な場合であっても、各視方向からの画像をディスプレイ 21 に表示させることができる。また、挿入管 10 に物理的可動部分が存在しないので、安全性が高く、視野移動に時間がかかることもない。

【0064】実施の形態 3. 次に、実施の形態 3 に係る内視鏡装置を説明する。図 15 は、実施の形態 3 に係る内視鏡装置 3 の構造を示すブロック図である。この実施の形態 3 が図 2 に示す実施の形態 1 と異なるのは、ハーフミラー 42 とフォーカスレンズ 43 との間に、フォーカスレンズ 43 と共に光学部品を構成する絞り 48 を備えている点である。その他の構成については実施の形態 1 と同一又は同等である。なお、実施の形態 1 と同一又は同等な構成部分については同一符号を付し、その説明は省略する。

【0065】図 15 に示すように、導光ファイバ 14 から演算制御部 40 内に導出された観測光はハーフミラー 42 を透過して、絞り 48 で光量を制限される。そして、絞り 48 を通過した観測光は、フォーカスレンズ 43 で集光されて、CCD 素子 45 に入射される。ここで、絞り 48 は、光学パラメータ制御手段 44 の制御の下、光軸方向にリニアに駆動して、焦点深度を少しずつ変化させている。また、フォーカスレンズ 43 は、光学パラメータ制御手段 44 の制御の下、焦点距離を少しずつ変化させている。その結果、結像条件およびボケ程度の少しずつ異なる複数の二次元画像が CCD 素子 45 で撮像される。

【0066】CCD 素子 45 で撮像された複数の二次元画像は、画像処理手段 46 に入力される。画像処理手段 46 では、これらの二次元画像間における焦点の合った位置およびボケ程度の変化量から、被観測孔 A の各部位の三次元形状モデルを求める。画像処理手段 46 で求められた三次元形状モデルは、表示制御手段 47 に与えられ、表示制御手段 47 ではこれらの三次元形状モデルから被観測孔 A の画像を作成してディスプレイ 21 に表示させる。ディスプレイ 21 に表示される画像は、被観測孔 A の画像に付加情報が統合された画像でもよい。例えば、形状や色彩の統計情報を統合した画像や、ユーザが計算機あるいは制御ノブ 22 から入力したマーキングなどの情報を統合した画像などでもよい。

【0067】以上の動作により、被観測孔 A 内壁の画像がディスプレイ 21 に表示される。そして、表示制御手段 47 に対して視方向を指示することによって、表示制御手段 47 はディスプレイ 21 に表示させる画像の視方向を自由に動かすことができる。その結果、被観測孔 A の内部が狭く、挿入管 10 の先端 11 を自由に動かすことが困難な場合であっても、各視方向からの画像をディスプレイ 21 に表示させることができる。また、挿入管

10 に物理的可動部分が存在しないので、安全性が高く、視野移動に時間がかかることもない。

【0068】実施の形態 4. 次に、実施の形態 4 に係る内視鏡装置を説明する。図 16 は、実施の形態 4 に係る内視鏡装置 4 の構造を示すブロック図である。なお、実施の形態 1 と同一又は同等な構成部分については同一符号を付し、その説明は省略する。

【0069】図 16 に示すように、内視鏡装置 4 は、被観測孔 A に先端 11 を挿入させて、被観測孔 A の内壁で反射した観測光を先端 11 から基端 12 に導く挿入管 10 と、挿入管 10 の基端 12 が固定され、ユーザへのシステム操作のインタフェースを提供する本体部 20 と、挿入管 10 から導出された観測光を処理して、複数枚の二次元画像から三次元形状モデルを作成する演算制御部 40 と、本体部 20 と演算制御部 40 とを光学的及び電氣的に接続する接続ケーブル 30 とを備えている。

【0070】挿入管 10 の先端 11 には、魚眼レンズあるいはそれに類似した球面形状を有する集光レンズ（広視野レンズ）13 が組み込まれている（図 4 参照）。このように、挿入管 10 の先端 11 に集光レンズ 13 を組み込むことにより、広い視野範囲の観測光を挿入管 10 に導入させることができる。なお、集光レンズ 13 の代わりに、図 10 に示すような多層構造の集光レンズ 16 が組み込まれていてもよい。この場合にも、集光レンズ 13 と同様、広い視野範囲の観測光を挿入管 10 に導入させることができる。

【0071】また、本体部 20 は、挿入管 10 から導出された導光ファイバ 14 と、被観測孔 A の画像を表示するディスプレイ 21 とを備えている。さらに、演算制御部 40 は、白色光や紫外線レーザ光など照射光を出射する光源 41 と、光源 41 からの照射光を挿入管 10 の基端 12 に向けて反射させると共に、挿入管 10 の基端 12 から導出された観測光を透過させるハーフミラー 42 と、ハーフミラー 42 を透過した観測光を集光させる集光レンズ 49 と、集光レンズ 49 で集光された観測光を受光して、この観測光による二次元画像を撮像する CCD 素子 45 とを備えている。

【0072】また、演算制御部 40 は、図 17 (a) に示すような略球形状のワイヤフレームモデル（フレームモデル）B を記憶するフレームモデル記憶手段 70 と、CCD 素子 45 で撮像された二次元画像を入力して、この二次元画像をワイヤフレームモデル B に貼付して被観測孔 A の三次元形状モデルを作成する画像処理手段 71 と、画像処理手段 71 で求めた三次元形状モデルに基づいて、所定の視点からの画像を作成してディスプレイ 21 に表示させる表示制御手段 47 とを備えている。

【0073】なお、フレームモデル記憶手段 70 を用いずに、画像処理手段 71 でその都度ワイヤフレームモデル B を作成してもよい。

【0074】次に、実施の形態 4 に係る内視鏡装置 4 の

動作について、図16、図17(a)(b)を用いて説明する。光源41から出射した照射光は、ハーフミラー42で反射して、導光ファイバ14に導入される。導光ファイバ14を進行した照射光は集光レンズ13で拡げられ、挿入管10の先端11から広範囲に照射される。この広範囲の照射光によって被観測孔Aが照らし出され、被観測孔Aで反射した観測光が集光レンズ13に入射される。

【0075】集光レンズ13では観測光を集光させて、挿入管10に導入させる。挿入管10内を進行した観測光は、導光ファイバ14から演算制御部40に導出され、ハーフミラー42を透過する。そして、ハーフミラー42を透過した観測光は集光レンズ49で集光されて、CCD素子45に入射される。

【0076】CCD素子45で撮像された二次元画像は、画像処理手段71に入力される。画像処理手段71では、フレームモデル記憶手段70からワイヤフレームモデルBを読み出して、このワイヤフレームモデルBに二次元画像を貼付する。ここで、ワイヤフレームモデルBは、集光レンズ49の焦点Qからの距離が等しくなる点群より構成される曲面を用いたモデルである。

【0077】即ち、図17(b)に示すように、ワイヤフレームモデルBの中心と集光レンズ49の焦点Qとを一致させて、ワイヤフレームモデルBの内面に観測光を投影させれば、全ての観測光がワイヤフレームモデルBの内面に対して垂直に入射することとなり、歪みのない画像が得られる。しかしながら、実際には、平らな受光面のCCD素子45で観測光を受光しているため、観測光の入射角度が斜めになり、CCD素子45で撮像された画像には歪みが生じてしまう。

【0078】そこで、CCD素子45で撮像した二次元画像を、画像処理手段71によってワイヤフレームモデルBに貼付させることにより、CCD素子45で生じた画像の歪みを効果的に矯正させているのである。その結果、集光レンズ49の焦点Qを通過した観測光をワイヤフレームモデルBの内面に投影させるのと同様の画像が作成でき、ほとんど歪みのない三次元形状モデルが得られる。そして、この三次元形状モデルに対しては、画像補間などの処理の必要もなく、高い処理性能が得られる。

【0079】画像処理手段71で求めた三次元形状モデルは、表示制御手段47に与えられ、表示制御手段47ではこれらの三次元形状モデルから被観測孔Aの画像を作成してディスプレイ21に表示させる。ここで、ディスプレイ21に表示される画像は、その視方向(視野Cの位置)や視野範囲(視野Cの大きさ)などを自由に変更することができる。

【0080】その結果、被観測孔Aの内部が狭く、挿入管10の先端11を自由に動かすことが困難な場合であっても、各視方向からの画像をディスプレイ21に表示

させることができる。また、挿入管10に物理的可動部分が存在しないので、安全性が高く、視野移動に時間がかかることもない。さらに、挿入管10の先端11に集光レンズ13が組み込まれているので、広視野で被観測孔Aを観測することができ、観測性能が向上する。

【0081】なお、上述した各実施の形態において、画像処理手段46、71で形成する三次元形状モデルは、Surfaceデータであってもよく、Voxelデータであってもよい。また、三次元形状モデルに対して、付加情報を統合したのもでもよく、さらに、ディスプレイ21に表示される画像は、三次元形状モデルを移動、回転、拡大/縮小したもの、或いはその全部や一部を非表示ないし半透明表示するなどの加工をしたものであってもよい。

【0082】また、上述した各実施の形態で開示した技術は、医学/医療分野あるいは工業/工学分野の視認や三次元空間理解に労力を要する手術/治療/検査における支援システムなどへの応用において効果を発揮する。具体例として、眼球手術における眼底三次元像の形成による検査/手術支援システム、内視鏡手術や腹腔鏡手術における腹部内画像構成による手術支援システム、或いは航空機の動力部などの検査支援システムなどがある。

【0083】これらの応用において、本実施の形態は以下の効果を持つ。(1)対象の外部観測画像上に内部の半透明画像を重ねて表示できる。ユーザにユーザ位置から見たときの透視画像を提示することで、ユーザはあたかもその物体を透視しているかのように、容易に作業を行える。(2)仮想視点からの画像が得られる。例えば、視線と直交する方向から見た画像を表示し、側方向から見た対象形状や対象に対する内視鏡や処置具の奥行き位置情報を得るなど、ユーザは従来には得られなかった情報を確認しながら作業することができる。(3)上記情報に加え、様々な付加情報、例えば物体表面曲率や表面画像のフラクタル次元などの定量情報をモデルに追加し、その情報を参照しながら作業することができる。その際、従来のように付加情報と作業画像とを交互に参照する必要がなく、ユーザは、あたかも対象表面にその付加情報が描かれているかのような感覚で作業を行える。

40 【0084】

【発明の効果】本発明による内視鏡装置は、以上のように構成されているため次のような効果を得ることができる。即ち、撮像手段で作成された複数の二次元画像に基づいて、被観測対象の三次元形状モデルが作成され、この三次元形状モデルに対しては異なる視点の方向から観測することが可能であるため、被観測対象の死角を取り除くことができ、観測視野範囲が広がる。その結果、観測不能領域が大幅に減少して、従来では得られなかった視方向からの画像取得が可能になる。

50 【0085】また、挿入管にメカニカルな可動部分が存

在しないので、安全性が高く、視野移動に時間がかかることもない。さらに、挿入管の先端に広視野レンズが組み込まれていれば、広視野で被観測対象を観測することができ、観測性能が向上する。さらにまた、撮像素子の受光面の画素密度を、中央部分に比べて周辺部分を高くすれば、周辺部分の画像の分解能が向上する。

【0086】また、単一の光学経路で三次元形状計測を行っているため、従来の三次元距離あるいは形状計測機能を備える内視鏡装置と比べて、内視鏡径を小さくできる。さらに、広視野での計測による形状計測を一度に行え、且つその中での内視鏡の位置姿勢は一意に定まるため、対象内部のオリエンテーション（方位感覚）を付け易く、容易にその全体像を把握できる。また、大局的なデータ解析や、時空間的に異なるデータの統合も可能である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】実施の形態 1 に係る内視鏡装置の外観を示す斜視図である。

【図 2】実施の形態 1 に係る内視鏡装置の構造を示すブロック図である。

【図 3】光学パラメータ制御手段を示すブロック図である。

【図 4】挿入管の先端を示す断面図である。

【図 5】（a）は、CCD素子の受光面の画素配列を示す図である。（b）は、CCD素子の受光面に対する観測光の照射を示す図である。

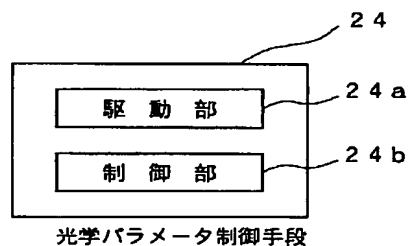
【図 6】（a）は、CCD素子の受光面に対する観測光の照射を示す図である。（b）は、CCD素子の他の例を示す図である。

【図 7】画像処理手段を示すブロック図である。

【図 8】（a）は、複数の二次元画像における点群を示す図である。（b）は、複数の点群を三次元空間に配置した状態を示す図である。

【図 9】複数の点群に面を貼付して得られた三次元形状

【図 3】



モデルを示す斜視図である。

【図 10】挿入管の先端を示す断面図である。

【図 11】（a）は、屈折現象の原理を示す図である。

（b）（c）は、多重屈折構造を示す図である。

【図 12】実施の形態 2 に係る内視鏡装置の構造を示すブロック図である。

【図 13】絞りと集光レンズとの関係を示す図である。

【図 14】絞りと集光レンズとの関係を示す図である。

【図 15】実施の形態 3 に係る内視鏡装置の構造を示すブロック図である。

【図 16】実施の形態 4 に係る内視鏡装置の構造を示すブロック図である。

【図 17】（a）は、略球形状のワイヤフレームモデルを示す図である。（b）は、ワイヤフレームモデルに貼付した二次元画像を示す図である。

【図 18】従来の内視鏡装置を用いて被観測対象を観測する様子を示す図である。

【図 19】従来の内視鏡装置の外観を示す斜視図である。

【図 20】従来の内視鏡装置の動作を示す図である。

【図 21】従来の内視鏡装置の動作を示す図である。

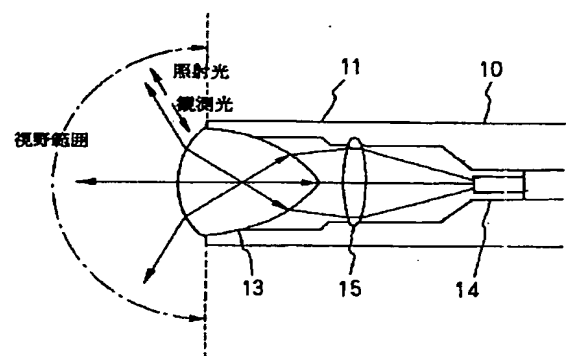
【図 22】（a）は、三次元形状色彩モデルを示す図である。（b）は、二次元観測画像を示す図である。

（c）（d）は、二次元推定画像を示す図である。

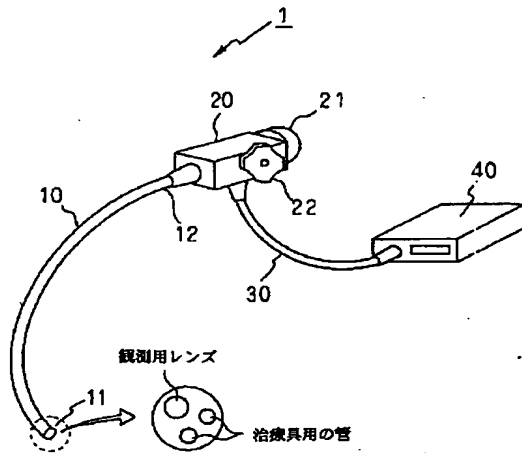
【符号の説明】

1, 2, 3, 4…内視鏡装置、10…挿入管、13, 16…集光レンズ（広視野レンズ）、43…フォーカスレンズ（光学部品）、43a…導光レンズ（拡散レンズ）、44…光学パラメータ制御手段、45…CCD素子（撮像素子）、46…画像処理手段、46a…色彩画像作成部、48…絞り（光学部品）、A…被観測孔（被観測対象）、B…ワイヤフレームモデル（フレームモデル）。

【図 4】

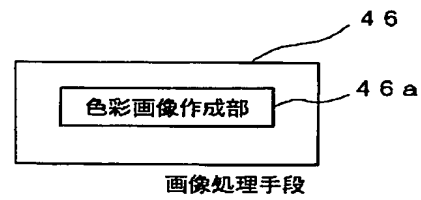


【図 1】

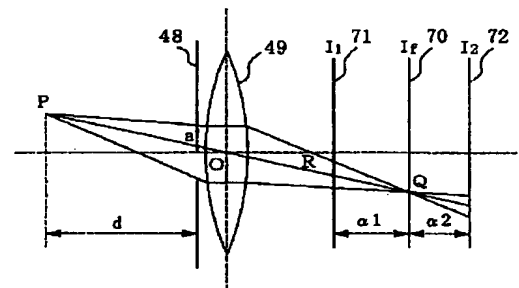


- | | |
|---------------|------------|
| 1: 三次元内視鏡 | 22: 制御ノブ |
| 10: ファイバースコープ | 21: ディスプレイ |
| 11: 先端 | 30: 接続ケーブル |
| 12: 基端 | 40: 演算制御部 |
| 20: 本体部 | |

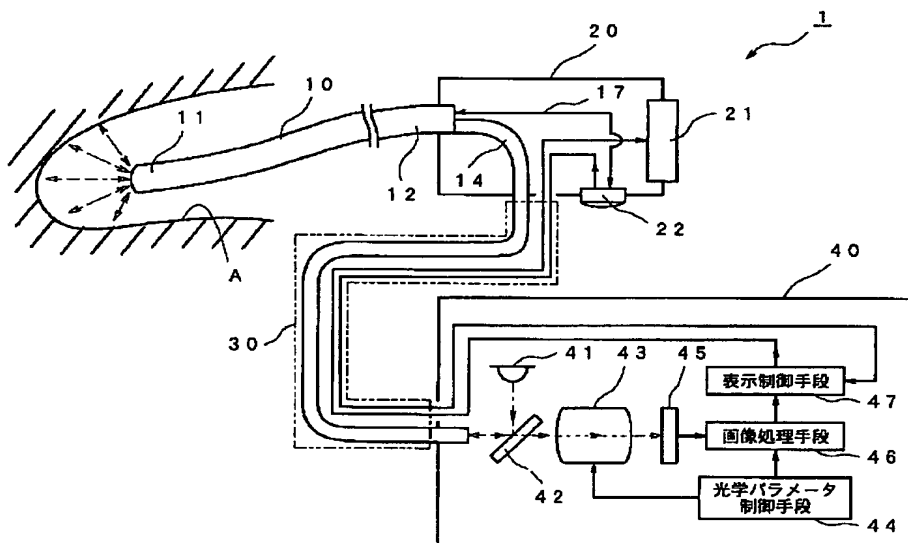
【図 7】



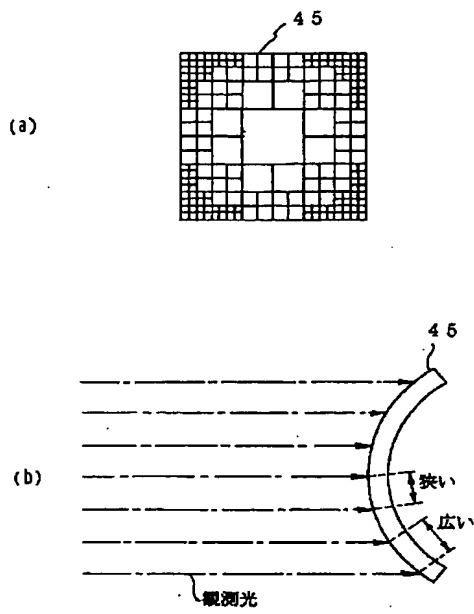
【図 13】



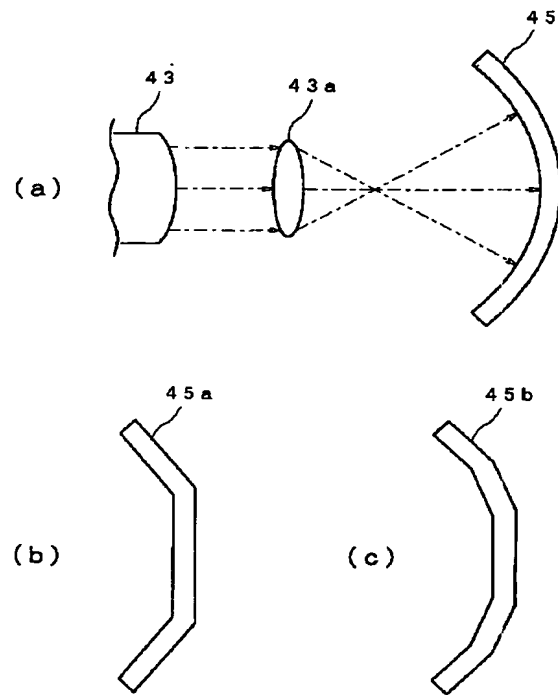
【図 2】



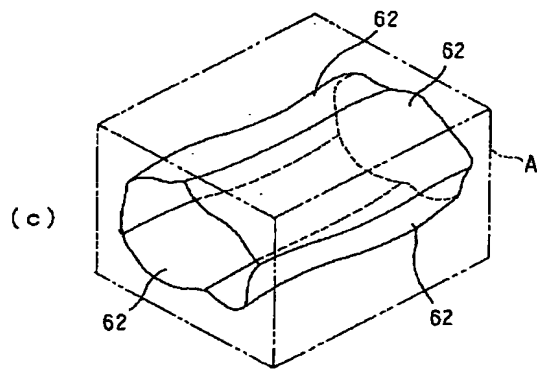
【図5】



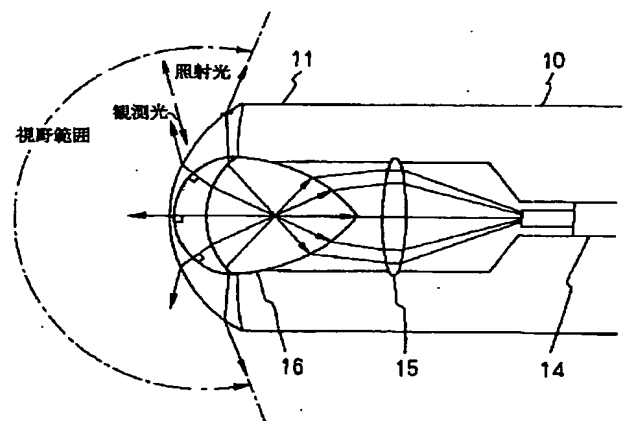
【図6】



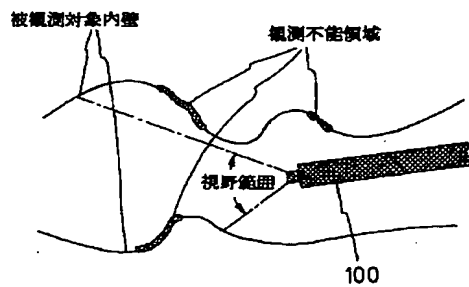
【図9】



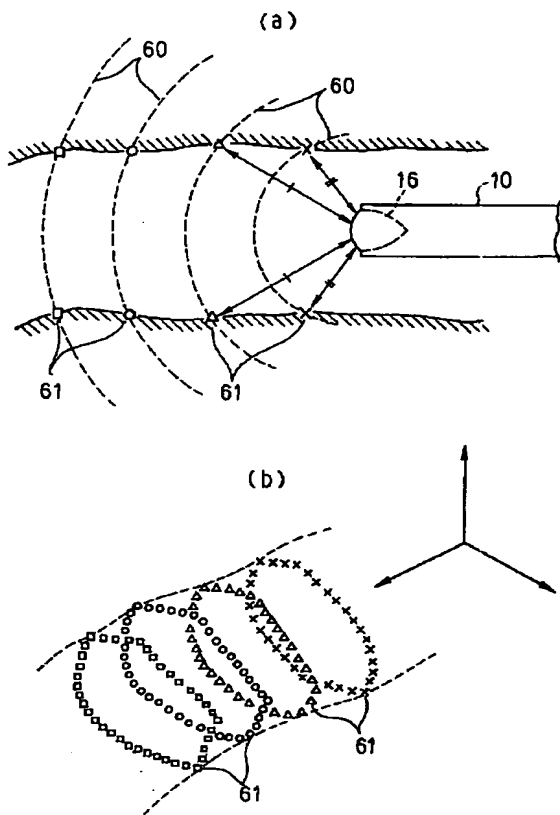
【図10】



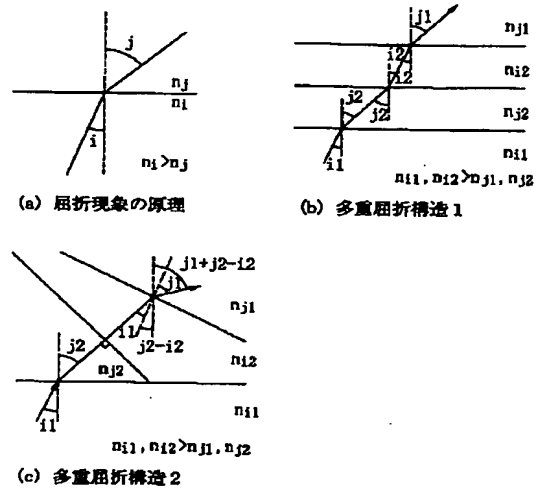
【図18】



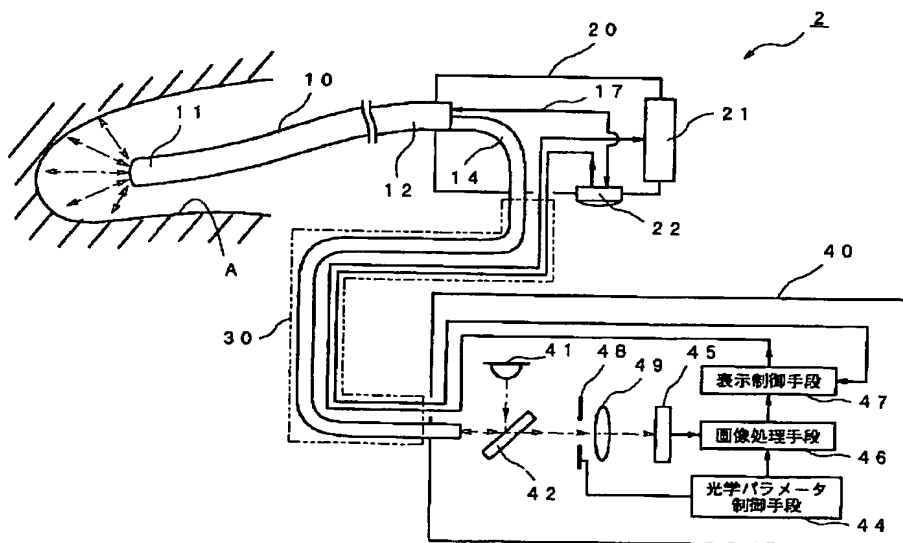
【図8】



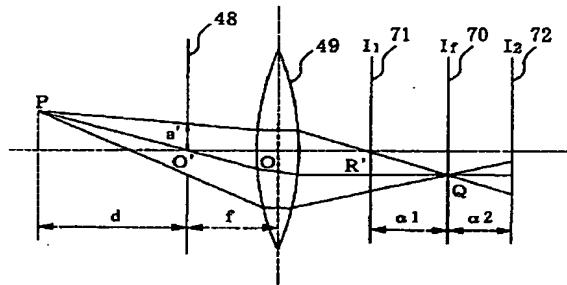
【図11】



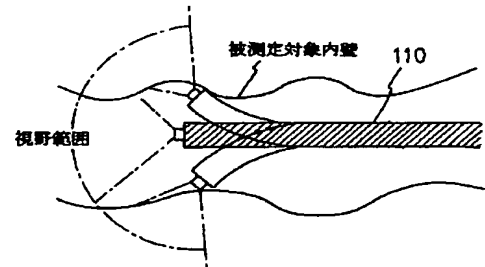
【図12】



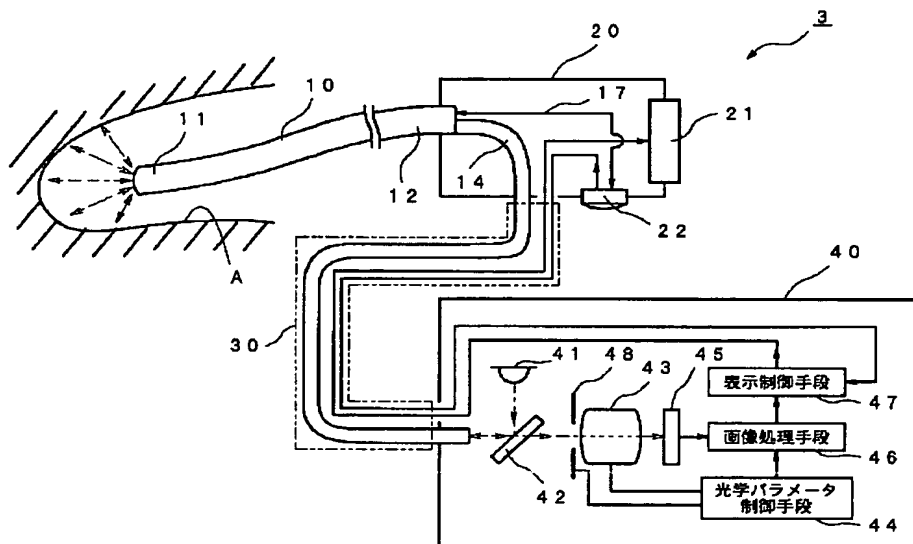
【図14】



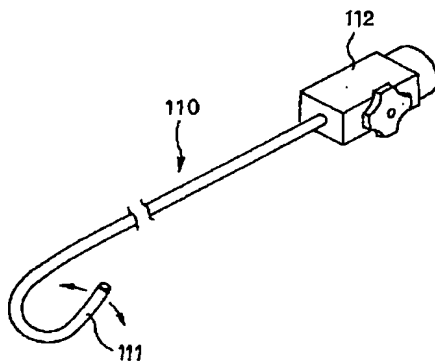
【図21】



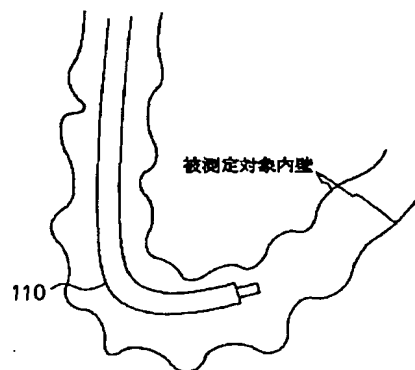
【図15】



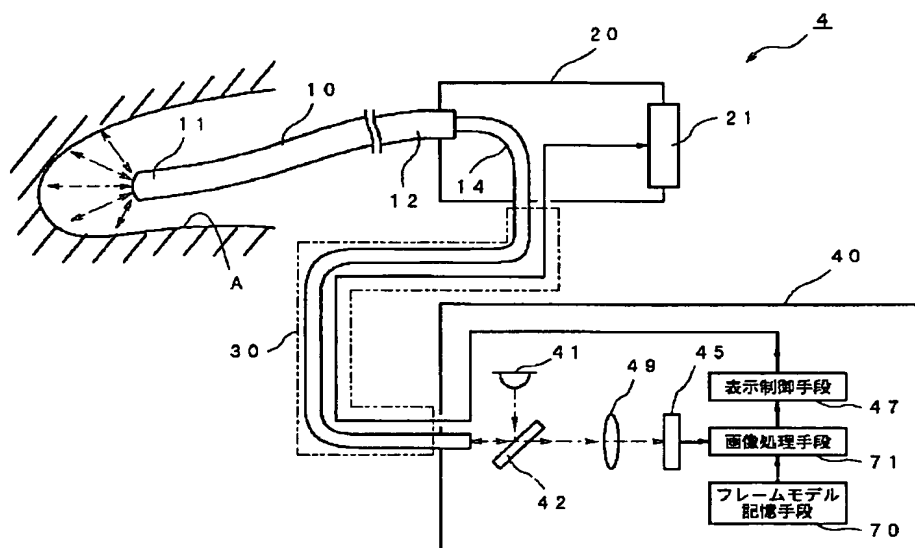
【図19】



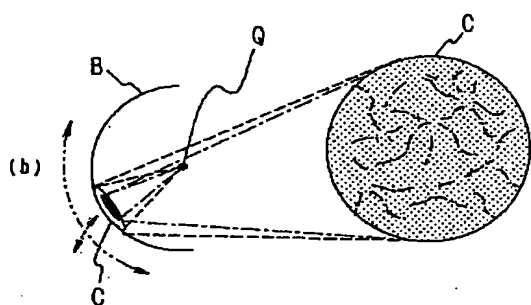
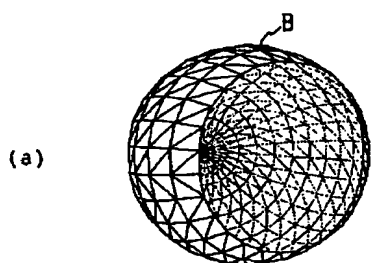
【図20】



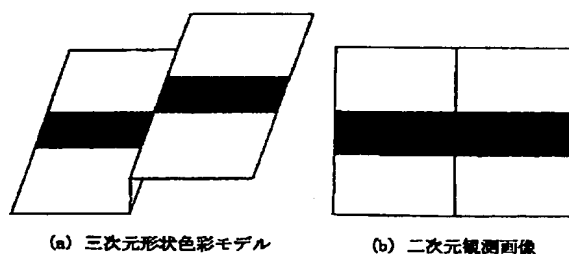
【図16】



【図17】

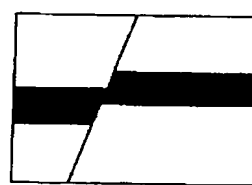


【図22】

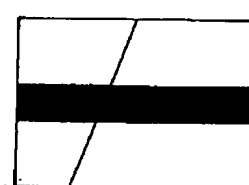


(a) 三次元形状色彩モデル

(b) 二次元観測画像



(c) 二次元推定画像



(d) 二次元推定画像

フロントページの続き

(51) Int. Cl. 6

識別記号

F I

A 6 1 B 1/31

G 0 2 B 23/24